Methoden zur Erkennung des Spinalkanaldurchmessers Vergleichende Messungen mit Ultraschall und Computer-Tomographie

Ulrich Spahn

1982

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41535714_0122

Aus der Orthopädischen Klinik
der Universität Düsseldorf
Direktor: Professor Dr. K.P. Schulitz

Methoden zur Erkennung des Spinalkanaldurchmessers. Vergleichende Messungen mit Ultraschall und Computer-Tomographie.

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf
vorgelegt von

Ulrich Spahn

1981

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

gez.: Prof. Dr. Arnold

Referent
gez.: Prof. Dr. Schulitz

Korreferent
gez.: Priv. Doz. Dr. Hennerici

für
Angelika

Inhaltsübersicht

I. Einleitung

I.I Problemstellung
I.2 Anatomie des Wirbelkanals
I.3 Meßmethoden
I.3.I Entwicklung und Prinzip der Computer-Tomographie
I.3.2 Entwicklung und Prinzip des Ultraschalls

2. Messungen an Leichenwirbelsäulen

2.I Arbeitsmethode
2.2 Ergebnisse

3. Messungen an Patienten

3.I Angaben zu den Patienten
3.2 Arbeitsmethoden
3.3 Ergebnisse

4. Krankheitsbild und Klinik der Spinalkanalstenose

4.I Definition
4.2 Ätiologie
4.3 Anatomische Veränderungen
4.4 Symptome und Lokalisation
4.5 Geschlechts- und Altersangaben
4.6 Diagnostik
4.7 Therapie

5. Diskussion

6. Zusammenfassung

7. Literaturverzeichnis

I. Einleitung

I.I Problemstellung

Schmerzen im Rücken und in den Beinen, Sensibilitätsstörungen, veränderte Reflexe und Bewegungseinschränkungen der Wirbelsäule sollten nicht nur an einen lumbalen Prolaps, sondern auch an eine heute immer mehr an Bedeutung gewinnende Spinalkanalstenose denken lassen.

Zwar sind schon um die Jahrhundertwende degenerative Erkrankungen als Ursache für Verengungen angesehen worden (Lane,43; Bailey und Casamajor,5), aber erst van Gelderen (26), Verbiest (72,73,74) und Epstein (19,20,21) gebührt das Verdienst, grundlegende Erkenntnisse über die Lumbalstenose erbracht zu haben.

Während man früher nur zwischen primären und sekundären Stenosen unterschied (Nelson,52), erfolgt heute die Klassifizierung vor allem nach ätiologischen Gesichtspunkten (Kirkaldy-Willis,40). Der Erkrankung wurde im deutschen Sprachraum lange Zeit kaum Bedeutung beigemessen; erst in der zweiten Hälfte der 70er Jahre gibt es über Ursachen und Symptomatik einige Veröffentlichungen (u.a. Arct,3; Benini,6; Walker,76).

Die Schwierigkeit bei der Erkennung der Krankheit liegt darin, daß häufig Symptome und die klinischen Befunde mit dem Bandscheibenvorfall übereinstimmen und in einigen Fällen die Myelographie keine Klärung bringt (Benini,6).

Will man eine Stenose diagnostizieren, so ist es erforderlich, die Größe des Rückenmarkkanals festzustellen. Intraoperativ kann man den Durchmesser mit einem von Verbiest und seinen Mitarbeitern (74) entwickelten Stenosimeter bestimmen, aber er selbst wies auf die Meßungenauigkeit des Gerätes hin.

Zwar stellten Jones und Thomson (36) 1968 eine Methode vor, die die ungefähre Größenangabe des Kanals auf dem Röntgenbild ermöglicht, aber das herausragende diagnostische Hilfsmittel zur Erkennung der Stenose blieb bis Mitte der 70er Jahre die Myelographie.

Fast gleichzeitig mit dem von Hounsfield (32) 1973 entwickelten Computer-Tomographen stellten Jacobson, Gargano und Rosomoff (35) die Technik der transversalen axialen Tomographie der Wirbelsäule vor. Damit gab es neue Möglichkeiten, die Ausmaße des Spinalkanals zu messen. Über die Vor- und Nachteile der beiden neuen Untersuchungsmethoden berichteten u.a. Hammerschlag (29), Post (57), Lee (45) sowie Postacchini (58) in den folgenden Jahren. Hauptprobleme bei der Tomographie und Myelographie sind die Strahlenbelastung und die Kontrastmittelunverträglichkeit.

Angeregt durch die mannigfaltigen Möglichkeiten der Sonographie in der Medizin, maß Porter (55) 1978 den Durchmesser des Spinalkanals bei über 800 Personen mittels Ultraschall, die erste nicht belastende Größenbestimmung des Lumbalkanals am Menschen. Die Richtigkeit seiner Methode wies er dadurch nach, daß er seine durch Ultraschall ermittelten Meßwerte mit Messungen an Leichenwirbelsäulen verglich und hierbei Übereinstimmung feststellte.

Mit dem von Porter eingesetzten A-Scan (eindimensionales Verfahren) erhält man genaue Meßdaten des Spinalkanaldurchmessers, aber es ist schwierig, einen Überblick über Größe und Form des Kanals zu bekommen.

Aufgabe dieser Arbeit ist es, mit dem B-Scanner die prinzipielle Möglichkeit einer zweidimensionalen Darstellung des Rückenmarkkanals aufzuzeigen. Außerdem sollen Wirbel-

kanalmessungen mit Ultraschall an Leichenwirbeln und später an Patienten selber durchgeführt werden. Die an den Patienten ermittelten Meßwerte sollen mit der Computer-Tomographie überprüft werden. Mit diesen Untersuchungen wollen wir der Frage nachgehen, ob Ultraschall als Untersuchungsmethode zur Erkennung einer Stenose eingesetzt werden kann.

I.2 Anatomie des Wirbelkanals

In diesem ersten Kapitel soll die Anatomie des Wirbelkanals kurz vorgestellt werden, denn Vorkenntnisse hierüber sind für die späteren Messungen notwendig.

Als Wirbelkanal bezeichnen wir jenen langgezogenen, unmittelbar hinter den Wirbelkörpern gelegenen Hohlraum, der durch seine Größe und Gestalt das Rückenmark und seine Nervenwurzeln optimal gegen Verletzungen schützt und ihnen den notwendigen Bewegungsspielraum erhält. Den dorsalen Abschluß bilden die Wirbelbögen und die sie verbindenden Ligamenta flava, die im unteren Lendenabschnitt eine beachtliche Dicke erreichen können. Durch ihre Elastizität behalten sie in jeder Körperhaltung ihre glatte Oberfläche. Die ventrale Wand wird vom Ligamentum longitudinale posterius überspannt.

Der Wirbelkanal ist von der Größe und der Form her in den einzelnen Wirbelsäulenabschnitten verschieden. Das im Brustbereich noch runde Querschnittsbild geht im oberen Teil des Lumbalkanals in ein ovales über. In den mittleren, besonders aber unteren Abschnitten ähnelt die Form des Kanals immer mehr einem Dreieck (Abb. 1).

Abb. 1 Konfigurationsveränderungen des Wirbelkanals im Brust- und Lendenbereich

Dadurch entstehen auf beiden Seiten relativ schmale Furchen (Recessus laterales), in denen die Spinalnerven für eine kurze Strecke, unmittelbar vor ihrem Eintritt

in die Zwischenwirbelkanäle, verlaufen. Diese Recessus laterales findet man nur in der unteren Lendenregion, und die Vertiefung ist bei L5 ausgeprägter als bei L4.

Innerhalb des Wirbelkanals, der vom Foramen occipitale magnum bis zum Hiatus sacralis reicht, finden wir Rükkenmark und Cauda equina, beide umhüllt von der Dura mater spinalis. Auf der Höhe von S2 endet der Duralsack und geht an dieser Stelle in das Filium terminale über, während das Rückenmark zwischen L1 und L2 spitz ausläuft (Conus terminalis). Durch diesen entwicklungsbedingten Wachstumsstillstand kommt es zu einem scheinbaren Aufstieg des Rückenmarks gegenüber den Wirbelsegmenten, Ascensus medullae genannt.

Der Wirbelkanal wird durch die Dura mater spinalis und die Arachnoidea spinalis in seine beiden Hauptbestandteile, das Cavum epidurale und das Cavum subarachnoidale, unterteilt (Abb.2).

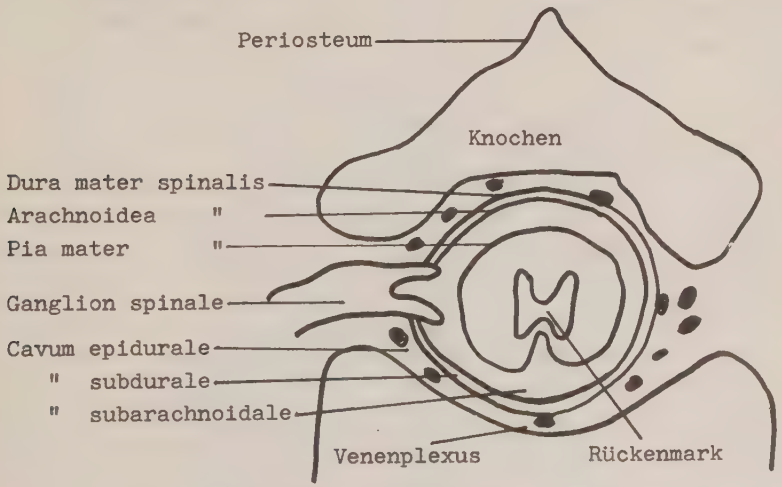

Abb.2 Halbschematische Darstellung des Wirbelkanals.
Nähere Erläuterungen siehe Text.
(In Anlehnung an Sobotta/Becher,70)

Letzteres enthält Rückenmark, Arterien und Liquor cerebrospinalis, durch den ein freies Schweben des Rückenmarks erst ermöglicht wird. Das Cavum epidurale ist hauptsächlich mit Fettgewebe und einem dichten Venengeflecht ausgefüllt. Sowohl Venenplexus und epidurales Fettgewebe, als auch Liquor cerebrospinalis dienen als Polster zum Schutze des Rückenmarks vor Erschütterung und Beeinflussung durch Rumpfbewegungen.

Die Austrittsstellen der Spinalnerven aus dem Duralsack liegen ungefähr auf Höhe der oberen Wirbelkanten. Von dort aus zieht der Nerv entlang der Wirbelbogenansatzstelle in den Canalis intervertebralis, ein kurzer Hohlraum, der durch die Aufeinanderlagerung zweier benachbarter Wirbel entsteht.

In der Literatur gibt es einige Meßdaten über den anterior-posterioren Durchmesser (AP) und den Interpedicularabstand (IP) innerhalb des lumbalen Wirbelkanals, Meßdaten, die sowohl an gesunden menschlichen Skeletten als auch an lebenden Menschen ermittelt worden sind (s. Tab. 1).

Mittelwerte (AP)

	Huizinga	Dommisse	Eisenstein
L1	18	16,3	18
L2	17	15,4	17
L3	16,3	14,9	16,5
L4	16	15	16
L5	16,9	15,8	18

Mittelwerte (IP)

	Huizinga	Dommisse	Eisenstein
L1	23,4	21,2	22,5
L2	23,4	21,3	23
L3	23,5	22,1	23
L4	23,5	22,7	23,5
L5	25,8	25,2	25,5

Tabelle 1: Wirbelkanaldurchmesser; alle Angaben in mm.

Form und Größe des Kanals sind von Alter, Geschlecht und Rasse abhängig (Huizinga,33).

Im Laufe seines Wachstums ändert sich auch sein Lumen. Die Größenzunahme endet normalerweise zwischen dem 18. und 25. Lebensjahr (Schwarz,68).

Frauen haben einen größeren Spinalkanal als Männer. Porter (56) glaubt dafür folgende Erklärung gefunden zu haben: Der Kanal der Frauen muß mit mehr extraduralem Fettgewebe gepolstert sein, damit das Rückenmark gegen den Druck der Wirbel durch die wachsende Bändererschlaffung während der Schwangerschaft geschützt wird.

Eisenstein (17) stellte in seinen Untersuchungen an farbigen Amerikanern fest, daß deren Wirbelkanal größer ist, als der der weißen Rasse.

I.3 Meßmethoden

I.3.I Entwicklung und Prinzip der Computer-Tomographie

Nachdem die anatomischen Verhältnisse am Wirbelkanal geklärt sind, sollen im folgenden die beiden Meßmethoden vorgestellt werden, die wir in unserer Untersuchung gegenüberstellen.

Das Wort Tomographie kommt aus dem Griechischen und bedeutet Schnittuntersuchung. Als röntgenologische Methode ist sie seit I92I bekannt. Oldendorf (53) entwickelte I96I ein System, das die Absorbtionsunterschiede bei der Transversal-Tomographie bestimmte. Fehlende Computertechnik verhinderte aber die Durchführung. Erst der Engländer Hounsfield (32) schuf die Grundlagen der Computer-Tomographie, für die er I979 den Nobelpreis für Medizin erhielt.

Bei diesem System rotiert eine Röntgenröhre mit einer 180° Drehung um den Patienten. Die bei der Transmission geschwächten Strahlen werden nicht auf einer Röntgenplatte gebracht, sondern von Szintillationsdetektoren aufgefangen (Abb.3).

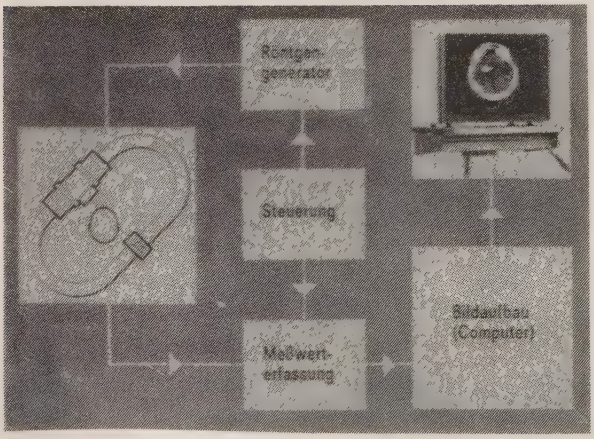

Abb. 3
Blockdiagramm
eines Computer-
-Tomographen
(aus Linke,46)

Röntgenstrahlquelle und Detektor sind fest miteinander verbunden. Diese Abtasteinheit (engl. gantry) kann um $\pm 20^{\circ}$ gekippt werden, um so jederzeit einen rechten Winkel zur Achse des Körperquerschnittes zu bilden. Bei der Drehung der Röntgenröhre ermittelt der angeschlossene Rechner die Absorbtionswerte von fast 3o.ooo Punkten des Schichtbildes nach der Formel:

$$\text{Absorbtion} = \lg \frac{\text{Intensität der Röntgenstrahlquelle}}{\text{Intensität der Röntgenstrahlung nach dem Durchtritt durch den Patienten am Detektor.}}$$

Die so errechneten verschiedenen Absorbtionswerte werden auf einem Kathodenstrahloszillographen durch unterschiedliche Grautöne sichtbar gemacht. Diese Dichtewerte (Absorbtionswerte) der einzelnen biologischen Gewebe werden in Hounsfield-Einheiten (HE) angegeben. Dabei bildet die Knochenkompakta mit + 1ooo HE die obere, und Luft mit - 1ooo HE die untere Grenze. Wasser hat einen Absorbtionswert von 0 HE.

Der Untersucher hat die Möglichkeit, vom gesamten Absorbtionsspektrum einer "Scheibe" nur einen kleinen Ausschnitt auszuwählen ("Einstellung der Fensterlage") und die Größe dieses Ausschnittes selbst zu bestimmen ("Einstellung der Fensterbreite"). Die Schichtdicke beträgt in der Regel 4 bis 8 mm.

Die Computer-Tomographie gilt als ein anerkanntes Verfahren zur möglichst genauen Feststellung der Wirbelkanalgröße (Schröder,67). Es muß aber darauf hingewiesen werden, daß diese diagnostische Methode für die Patienten eine Strahlenbelastung bedeutet. Obwohl sie bei den neuer entwickelten Geräten durch die geringere Abtastzeit (die Zeit, die der Computer braucht, um Messungen für eine Körperschicht durchzuführen; identisch mit der Zeit der Strahlenbelastung)

schon stark reduziert ist, beträgt die Hautoberflächendosis immer noch zwischen 2 und 4 rad und ist so mit der Strahlenbelastung der Kontrastmitteluntersuchung des Magens zu vergleichen (Rehnitz,6I). Nicht zu vergessen ist die durch Streustrahlung bedingte Gonadenbelastung. Sie liegt z.B. bei der Untersuchung der Leber und der Nieren in der Größenordnung von 4 mrad (Testes) bzw. 20 mrad (Ovarien) (6I).

I.3.2 Entwicklung und Prinzip des Ultraschalls

Erst Anfang dieses Jahrhunderts wurde die Möglichkeit entdeckt, mit Schallwellen Entfernungen zu messen und Gegenstände aufzuspüren, an denen der Schall reflektiert wird. Bedeutendstes Anwendungsgebiet in dieser Zeit war die Seefahrt, die mittes Echolot getauchte und gesunkene Schiffe aufspürte.

I940 wurde Ultraschall von Gohr und Wedekind (27) erstmals in der Medizin zur Größenbestimmung innerer Organe eingesetzt. Heute liegt das Hauptanwendungsgebiet des Ultraschalls in der Gynäkologie und in der Geburtshilfe. Aber auch die Innere Medizin (besonders die Kardiologie und Hepatologie) bedient sich der Vorteile der Sonographie.

Zur Beschreibung der Ultraschalltechnik beziehen wir uns auf die Ausführungen von Lutz (49) und Holländer (3I).

Man bezeichnet Schallwellen mit Frequenzen zwischen ca. 16000-18000 und 10 Milliarden Hz, die oberhalb des akustischen Wahrnehmungsvermögens des Menschen liegen, als Ultraschall. In der Medizin werden aber nur Frequenzen zwischen 1 und 10 MHz verwendet.

Frequenzeinteilung der Schallwellen (nach Hofmann,34)	
Frequenzbereich (Hz)	Bezeichnung
0- 16	Infraschall
16- 18000	Hörschall
>18000	Ultraschall
>100000	Hyperschall

Diese Ultraschallwellen folgen den bekannten Gesetzen der Lichtwellenoptik und können daher gebündelt und gerichtet werden. Treffen Ultraschallstrahlen auf Grenzflächen zweier Gewebe mit unterschiedlicher akustischer Impedanz, so wird ein Teil des Ultraschalls reflektiert. Mit Ausnahme von Knochen und gashaltigen Organen sind die Impedanzdifferenzen im menschlichen Organismus gering.

Ausbreitungsgeschwindigkeiten der Schallwellen für verschiedene Körpergewebe (modifiziert nach Sundén,79)

Substanz	Frequenz (MHz)	Schallgeschwindigkeit (m/sec)	Dichte (g/cm^3)	Akustische Impedanz ($g/cm^2 \cdot sec$)
Wasser	15	1496	0,997	$1,49 \cdot 10^5$
Menschl. Gewebe (ohne Knochen)	2,5	1540	1,06	$1,63 \cdot 10^5$
Muskelgewebe	1,8	1568	1,058	$1,66 \cdot 10^5$
Knochen (menschl. Schädel)	0,8	3380	1,85	$6,20 \cdot 10^5$
Nervengewebe (1)		1560		
Liquor (1)		1510		

[1] Wells,80

Beim Durchdringen des menschlichen Körpers werden die Echowellen außerdem noch absorbiert und gestreut. Die Absorbtion entsteht bei Umwandlung von Bewegungs- in Wärmeenergie durch innere Reibung. Sie wächst mit der Frequenz. An rauhen Grenzflächen tritt darüber hinaus eine Streuung auf, deren Ausmaß von der Wellenlänge des Schalls und der Rauhigkeit der Grenzfläche abhängt.

Der Schallkopf (Transducer) eines typischen Ultraschallgerätes ist sowohl Sender der Schallimpulse als auch Empfänger der Echos, die als eigentliche Träger der Information angesehen werden können. Diese Echos werden in elektrische Impulse umgewandelt, verstärkt und können beispielsweise in Form des bekannten A-Scans auf einem Oszillographen dargestellt werden. Dabei wird ein Elektronenstrahl mit gleichbleibender Geschwindigkeit über den Bildschirm geschickt, der durch die von dem Transducer aufgenommenen Echos senkrecht dazu abgelenkt wird. Dieses Verfahren wird hauptsächlich in der Echoencephalographie angewendet. Auch Porter arbeitet mit dem A-Scan-Verfahren.

Eine andere Möglichkeit zur Darstellung der Echos ist der zweidimensionale B-Scan. Hierbei emittiert der Schallkopf eine größere Anzahl von Schallstrahlen nebeneinander in die Untersuchungsebene. Derselbe Schallkopf empfängt auch die zurückkommenden Echos und stellt sie auf nebeneinander angeordneten Linien auf einem Bildschirm dar, wobei, im Gegensatz zum eindimensionalen A-Scan, der Elektronenstrahl helligkeitsmoduliert ist.

Es gibt Compound-Geräte mit langsamen Bildaufbau und schnelle Real Time-Geräte, die in Echtzeit arbeiten (ca. 20 Bilder pro Sek.). Je nach der Form des beschallten und dargestellten Feldes unterscheidet man zwischen

einem Sektor- und einem Parallel-Scanner, wobei die Bewegung des Schallstrahls entweder durch mechanische Bewegung eines Einzeltransducers oder durch elektrische Ansteuerung eines Phasenarray-Schallkopfes erreicht wird. In dieser Arbeit wurde ein elektronischer Sektor--Scanner, ein Real Time-Gerät vom Typ Varian V 3000 verwendet (Abb.4).

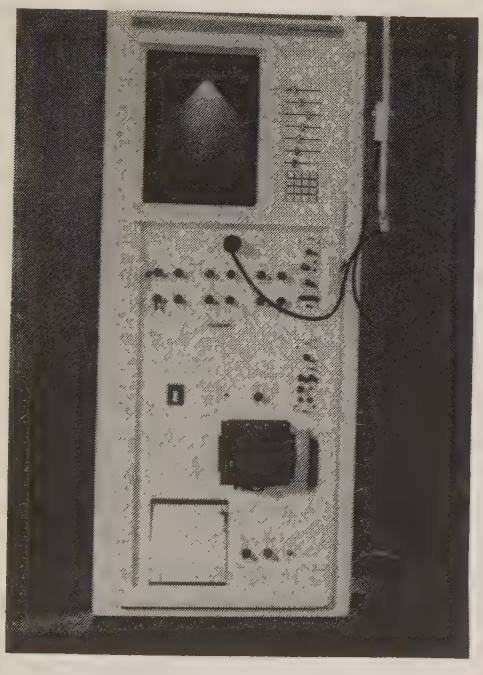

Abb. 4 Varian V 3000

Dieser Apparat wird hauptsächlich in der Kardiologie eingesetzt, weil die geringen geometrischen Transducer--Abmessungen eine sektorförmige Abtastung über den Interkostalräumen ermöglichen. Hierdurch können Rippenschatten vermieden werden, die beim Parallel-Scan automatisch auftreten.

Ultraschall ist in den letzten Jahren auf seine eventuellen Nebenwirkungen genau untersucht worden (u.a. Fischer,23; Loch,48). Dabei sind Chromosomenbrüche und Schädigungen des Gewebes durch Wärmeentwicklung, Änderung des pH-Wertes, Bildung von H_2O_2 und andere chemische Veränderungen durchaus möglich, aber die dazu notwendigen Frequenzen und Intensitäten liegen weit über denen, die in der Diagnostik und Therapeutik verwendet werden.

Es kann deshalb heute festgestellt werden, daß Ultraschall ein nichtinvasives medizinisches Untersuchungsverfahren ist, dessen Ungefährlichkeit als erwiesen angesehen werden kann.

2. Messungen an Leichenwirbelsäulen

2.I Arbeitsmethode

Um beim Umgang mit Ultraschall Erfahrungen zu sammeln und die prinzipielle Genauigkeit dieser Methode zu prüfen, messen wir erst einmal den sagittalen Durchmesser des Spinalkanals an Leichenwirbelsäulen.

Die untersuchten Wirbelsäulen sind Menschen entnommen, die erst wenige Stunden zuvor verstarben. Dabei handelt es sich ausschließlich um Unfalltote, Opfer von Kapitalverbrechen, sowie um Selbstmörder, die in das Gerichtsmedizinische Institut der Düsseldorfer Universität gebracht und dort untersucht wurden. Das Alter der Verstorbenen liegt zwischen 36 und 57 Jahren, bei einer Geschlechtsverteilung von 9 Männern und 6 Frauen.

Insgesamt stehen uns in der ersten Versuchsreihe 15 Präparate zur Verfügung, die alle aus dem Lendenwirbelbereich stammen. Das Untersuchungsmaterial wird nach der Obduktion bzw. Freigabe in Bauchlage der Leiche entnommen, nachdem die Wirbelsäule freipräpariert und dann zwischen Th12/L1 und L5/S1 getrennt worden ist. Nach vorsichtiger Entfernung der paravertebralen Weichteile erhalten wir Wirbelsäulenpräparate, die 12 mal aus 5 und 3 mal aus 4 Segmenten bestehen.

Die Messung erfolgt in einem mit Wasser gefüllten Behälter, der an einer Seitenwand mit einer schalldurchlässigen Membran versehen ist (Abb.5).

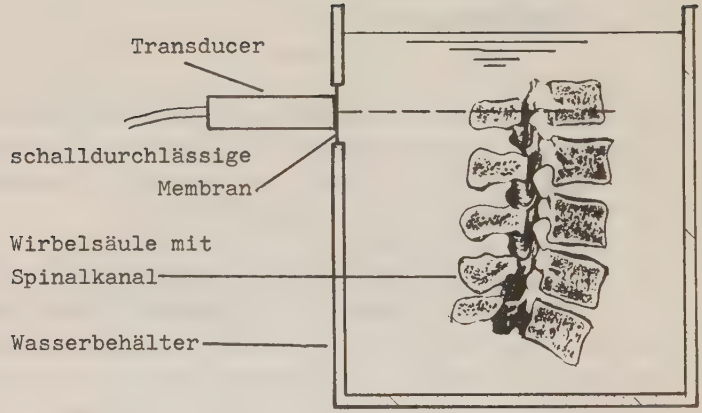

Abb. 5 Graphische Darstellung des Meßvorgangs zur Bestimmung des Wirbelkanaldurchmessers an Leichenwirbel

Sowohl die Membran, als auch der Wassermantel sind notwendig, um eine übermäßige Streu- und Reflexionsstrahlung der Ultraschallwellen an der Plexiglaswand des Behälters und an der Lendenwirbelsäule selbst zu verhindern.

Der Transducer (1,5 bzw. 2,25 MHz) ist durch ein Gestänge fest mit der Membran verbunden. Als Ankoppelungsmittel dient das in der Sonographie häufig benutzte Aquasonic.

Jedes Präparat wird einzeln senkrecht in den Wasserbehälter gestellt, wobei die Processus spinosi in Richtung des Schallkopfes zeigen. Um den Durchmesser der einzelnen Lendenwirbelsegmente zu bestimmen, wird das Präparat manuell nach oben und unten verschoben, so daß bei der Messung selbst der jeweilige Processus spinosus sich auf Höhe des Schallkopfes befindet. Der Abstand zwischen Wirbelkörper und Schallkopf beträgt etwa 3 cm. Die Bildwiedergabe erfolgt auf einem 43 cm großen Monitor.

2.2 Ergebnisse

Der Aufbau des Wirbelkörpers wird auf der Abbildung 6 recht deutlich. Während der Schall an der äußeren Kompaktaschicht stark reflektiert wird, ist die Echodurchlässigkeit der Spongiosa sehr groß. Im Gegensatz zur Computer-Tomographie ist es mit Ultraschall jedoch unmöglich, den gesamten Wirbelkanal in einem Bild darzustellen. Die Recessus laterales sind beim ventrodorsalen Schalldurchtritt nicht sichtbar.

Mit Hilfe eines Stechzirkels kann der Abstand von der Dorsalfläche des Wirbelkörpers und dem ventralen Abschnitt des hinteren Wirbelbogens in der Medianlinie ermittelt werden. Der so herausgefundene Meßwert des Wirbelkanals wird mit der Schieblehre zweimal überprüft. An einigen Wirbeln erfolgt die Nachmessung darüber hinaus am Computer-Tomographen (Abb.7).

Abb. 6 Ultraschallaufnahme eines Lendenwirbels;
siehe auch Abb. 6a

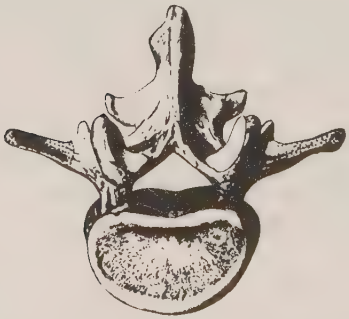

Abb. 6a Typischer Bau eines Lendenwirbels

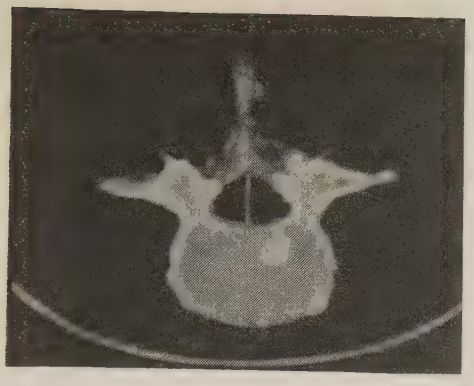

Abb. 7 Computertomographische Darstellung eines Lendenwirbels. Die gestrichelte Linie stellt den ventro-dorsalen Durchmesser dar.

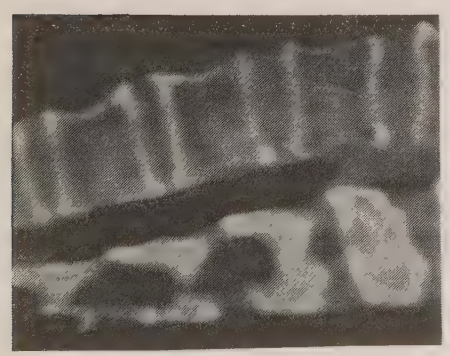

Abb. 8 Teil einer LWS im medianen Längsschnitt. Auch hier kann der AP-Durchmesser bestimmt werden.

Abbildung 9 macht deutlich, daß bei insgesamt 71 Meßwerten 50 mal (70%) keine Abweichung zwischen Ultraschall- und Schieblehrenergebnissen vorliegen. 12 mal (17%) beträgt die Differenz 0,5 mm; Unterschiede von 1,0 mm werden 9 mal (13%) gemessen.

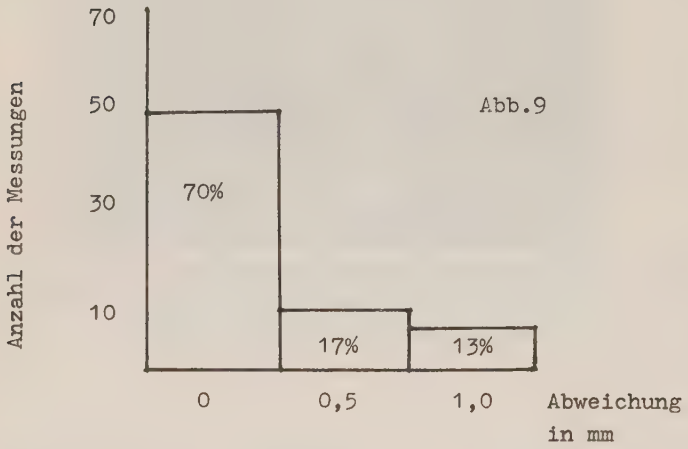

Abb.9

Der Vergleich von Ultraschallmeßwerten und Schieblehrenergebnissen an verschiedenen Wirbelkörpern ist durch die Berechnung einer prozentualen Abweichung möglich, d.h.:

Das Schieblehrenergebnis wird als Bezugswert betrachtet auf Grund der genaueren Meßmethode und der Ultraschallwert mit dieser Bezugsgröße verglichen. Die Differenz von Schieblehren- und Ultraschallwert, bezogen auf die Bezugsgröße, ergibt, multipliziert mit 100, die Abweichung in Prozent.

$$X_i = \frac{X_{SL} - X_{US}}{X_{SL}} \times 100 = \frac{\Delta X}{X_{SL}} \times 100$$

Im günstigsten Falle, d.h. bei einer absoluten Übereinstimmung der Schieblehren- und der Ultraschallergebnisse oder bei einer symmetrischen Streuung würde der Mittelwert der prozentualen Abweichung, der wie folgt definiert ist:

$$M = \frac{1}{N-1} \times \sum_{i=1}^{n} \left(\frac{X_{SLi} - X_{USi}}{X_{USi}} \right) \times 100 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{n} X_i$$

Null ergeben. Die Ergebnisse zeigen einen nur wenig von Null abweichenden Wert (- 0,1%), was bedeutet, daß die Ultraschallmessungen etwas zu groß ausgefallen sind.

Zur Beurteilung der Abweichung der X_i-Werte vom Mittelwert M wird die Varianz (Fehler) nach folgender Formel berechnet:

$$m^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{n} (X_i - M)^2 \qquad (n > 1)$$

Sie beträgt bei uns 6,25%.

Die Wurzel aus der Varianz liefert dann die Standardabweichung m, in unserem Fall $m = \pm 2{,}5\%$. Sie gibt den Bereich der Streuung der Einzelwerte an. In absoluten Zahlen ausgedrückt bedeutet dies:

Messung des Kanaldurchmessers	Varianz	Varianz	Standardabweichung	Standardabweichung
(mm)	(%)	(mm)	(%)	(mm)
13	6,25	o,8	2,5	± o,33
16	"	1,o	"	± o,4
18	"	1,1	"	± o,45
2o	"	1,3	"	± o,5

Um einen weiteren Anhaltspunkt zu bekommen, in welchem Verhältnis die Ultraschallmeßwerte zu den Schieblehrenergebnissen stehen, vergleichen wir die Regressionsgerade (Abb. IO, durchgezogene Linie) mit der Winkelhalbierenden y=x (gestrichelte Linie). Letztere stellt ein "Idealergebnis" dar, bei dem die Meßwerte von Ultraschall und Schieblehre vollkommen übereinstimmen.

Auf der x-Achse werden die mit Ultraschall, auf der y-Achse die mit Schieblehre gemessenen Werte eingetragen.

Mit ihrem Wert y= 0,94x + 1,003 ist die Regressionsgerade mit der y=x Funktion fast identisch. Sie zeigt deutlich, daß die Ergebnisse im Bereich von 16-19 mm dem "Idealergebnis" recht nahe kommen. Während im unteren Bereich die Durchmesser geringfügig zu groß gemessen werden, fallen die Meßwerte bei weiten Lumbalkanälen etwas zu klein aus. Außerdem zeigt die Abbildung, daß die Schwankungsbreite der Messungen sehr gering ist.

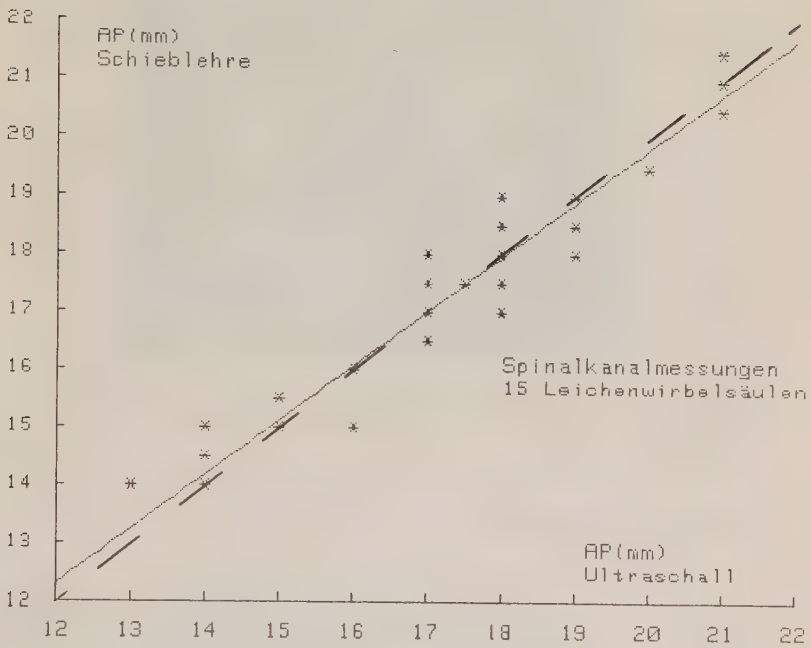

Abb. I0 Regressionsgerade y= 0,94x + I,003
(ermittelt an I5 Leichenwirbelsäulen)

3. Messungen an Patienten

3.I Angaben zu den Patienten

Nachdem wir genügende Erfahrungen mit Ultraschall an präparierten Wirbelsäulen gemacht haben, können die Messungen an lebenden Menschen beginnen.

Wir arbeiten dabei mit 14 Männern und 6 Frauen zwischen 29 und 58 Jahren, die allesamt im Frühjahr 1980 in der Universitätsklinik Düsseldorf stationär behandelt wurden und an denen, unabhängig von uns, computertomographische Untersuchungen gemacht wurden. Die dabei entstandenen Aufnahmen ermöglichen uns, den Wirbelkanal der einzelnen Patienten zu bestimmen, bevor wir unsere eigenen Ultraschallmessungen vornehmen. Es stehen uns somit für jeden der 20 Patienten jeweils 2 Meßwerte zur Verfügung, einmal mit CT, einmal mit US ermittelt.

3.2 Arbeitsmethoden

Der bei der computertomographischen Untersuchung benutzte Somatom, ein Gerät der 3. Generation, liefert anatomisch exakte Bilder (Abb.II). Der Untersucher sieht den Patienten aus der "Froschperspektive" (von caudal nach cranial).

Im Übersichtsbild wird zunächst auf numerische Variationen innerhalb der LWS geachtet und der auf Höhe der crista iliaca liegende Wirbel identifiziert. Für die später durchgeführte Ultraschallmessung ist dies wichtig, da das Auszählen der Wirbel besonders bei übergewichtigen Patienten Schwierigkeiten bereitet.

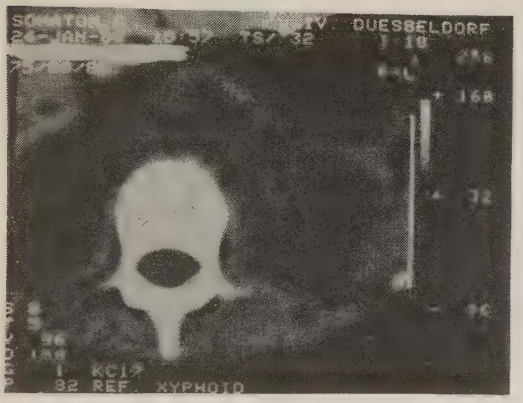

Abb. II CT-Aufnahme in Höhe von L2

Bei der Bildauswertung ermitteln wir sowohl den anterior-posterioren als auch den von Porter (55) 1978 in die Literatur eingeführten "oblique sagittal diameter" (OSD; Abb. 12). Hierbei kommt es darauf an, die Grenze zwischen Wirbelkanal und Knochen genau zu fixieren. Aus diesem Grund wird die Fensterlage (der uns interessierende Dichtebereich) auf 1000 HE eingestellt. Dabei verschwindet das für die Messung nur störende Weichteilgewebe innerhalb des Kanals.

Die Ultraschallmessungen werden in Seitenlage vorgenommen, wobei die Patienten zum Ausgleich der Lendenlordose die Beine anziehen. Der Kontakt zwischen Schallkopf und der Hautoberfläche erfolgt wieder mit Aquasonic. Der Transducer wird etwa 1 cm von den Wirbelfortsätzen der Lendenregion um 15° zur Sagittalebene geneigt (Abb. 12).

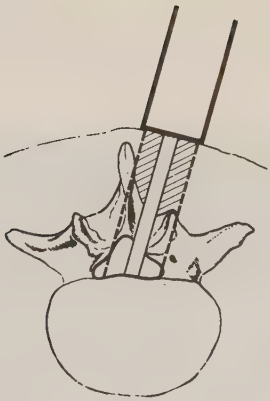

Abb. I2 Schematische Darstellung des Verlaufs der US-Wellen (aus Porter,55)

Durch leichtes Drehen des Schallkopfes können wir die Grenzen des Kanals sichtbar machen. Während die Knochenschichten die Schallwellen stark reflektieren, bildet der Lumbalkanal einen fast echofreien Raum.

Zur Messung des Abstandes von der Mitte der Dorsalfläche des Wirbelkörpers bis zur Innenseite des Wirbelbogens benutzen wir einen Stechzirkel. Die Messungen werden unabhängig voneinander, jeweils rechts und links der 5 Wirbelfortsätze, durchgeführt. Pro Patient stehen uns so maximal 1o Meßwerte zur Verfügung.

3.3 Ergebnisse

Die Darstellung des Kanals (Abb.13) gelingt nur dann, wenn die Ultraschallwellen genau zwischen Processus spinosus und den Gelenkfacetten bzw. Processus mamilaris hindurchgehen. Der Knochen ist an dieser Stelle weniger massiv, so daß der Schall nur teilreflektiert wird. Besonders der Dornfortsatz mit seinem starken Knochenanteil verhindert weitgehend die Transmission der Schallwellen. Aus diesem Grunde ist es bis jetzt nicht möglich, den sagittalen Durchmesser des Lumbalkanals mittels Ultraschall beim Erwachsenen zu bestimmen.

Durch langsames Drehen des Schallkopfes gelingt es, die Konturen der Recessus laterales einzeln sichtbar zu machen. Die vollständige Darstellung des Rückenmarkkanals in einem Bild ist dagegen nicht möglich.

Auffallend bei der Messung des Spinalkanals ist die durch Ultraschall erscheinende pulsierende Arterie innerhalb des Lumens. Obwohl sie nicht bei jeder Messung und bei jedem Patienten gleich stark sichtbar wird, ist sie doch für die Lokalisation des Lumbalkanals sehr hilfreich. Auf dieses Pulsationsphänomen kommen wir noch einmal in der Diskussion zurück.

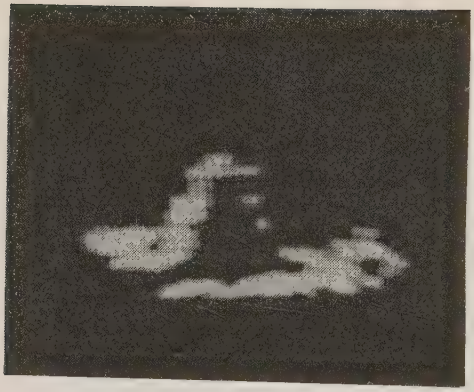

Abb.I3 Ultraschallaufnahme des Wirbelkanals; Patientenaufnahme (siehe auch Skizze unten)

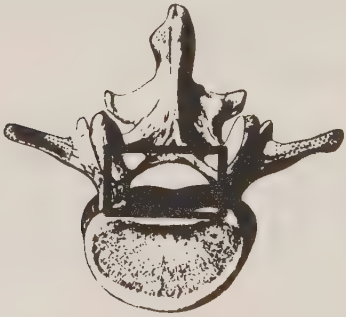

Abb.I3a Lendenwirbel mit Spinalkanal. Der umrandete Bezirk entspricht der Abb. I3

Die relative Genauigkeit unserer Messungen dokumentiert das unten stehende Blockschema (Abb.14). Bei fast 50% der Daten stimmen CT-Werte und US-Werte überein. Abweichungen von über 1 mm kommen in nur 7% der Fälle vor.

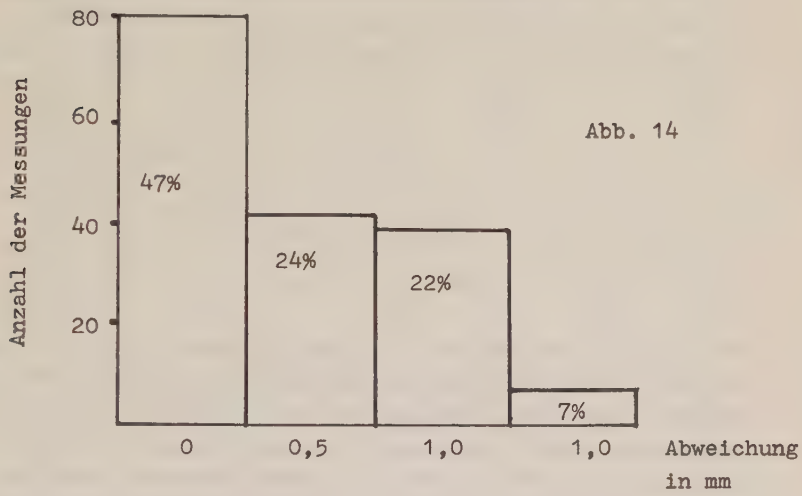

Abb. 14

Zur Objektivierung unserer 167 Meßdaten wird auch diesmal wieder der Mittelwert (0,15%), die Varianz (12,74%) und die Standardabweichung (3,6%) nach demselben Prinzip wie bei den Leichenwirbelmessungen bestimmt (s.S.20). An Stelle des Schieblehrenergebnisses tritt der CT-Wert als Bezugsgröße auf.

In absoluten Zahlen ausgedrückt bedeutet dies:

Messung des Kanaldurchmessers	Varianz	Varianz	Standardabweichung	Standardabweichung
(mm)	(%)	(mm)	(%)	(mm)
13	12,74	1,76	3,6	± o,47
16	"	2,o4	"	± o,58
18	"	2,3	"	± o,65
2o	"	2,6	"	± o,72

Die statistische Betrachtung des Mittelwertes, der Varianz und der Standardabweichung soll die Güte der Ultraschallmeßmethodik prüfen. Die Angaben zeigen, daß mit US der schräge sagittale Durchmesser mit ausreichender Genauigkeit gemessen werden kann. Bei einer Größe des Spinalkanals von z.B. 18 mm beträgt die Standardabweichung (Bereich der Streuung der Einzelwerte) nur 1,3 mm. Die Abweichung der Einzelwerte vom Mittelwert (Varianz) liegt allerdings in diesem Fall bei 4,6 mm.

Um unsere Meßergebnisse weiter statistisch abzusichern, lassen wir auch diesmal durch den Rechner die Regressionsgerade erstellen. Auf der x-Achse werden die mit Ultraschall, auf der y-Achse die mit Computer-Tomogramm gemessenen Werte aufgetragen (Abb. 15).

Die Regressionsgerade y= 0,93x + 1,05 (durchgezogene Linie) kommt der y=x Funktion (gestrichelte Linie) recht nahe. Wie schon bei der an den Leichenwirbelsäulen aufgestellten Regressionsgerade zeigt sich auch hier deutlich, daß die

Meßergebnisse im mittleren Bereich (14-17 mm) dem "Idealergebnis" am nächsten kommen. Bei sehr kleinem (10-13 mm) und sehr großem Kanal (18-20 mm) werden die Ergebnisse ungenauer. Während im unteren Bereich die Durchmesser geringfügig zu groß gemessen werden, fallen die Meßwerte bei weiten Lumbalkanälen etwas zu klein aus.

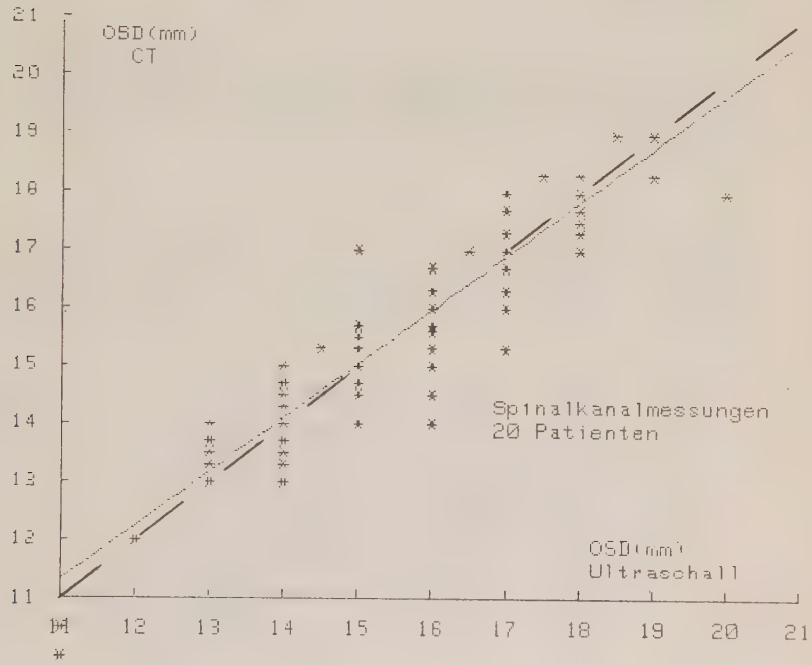

Abb. 15 Regressionsgerade y= 0,93x + 1,05
(ermittelt an 20 Patienten)

Wie schon an anderer Stelle beschrieben, haben wir bei unseren Patientenuntersuchungen immer den schrägen sagittalen Durchmesser (OSD) gemessen. In der bisher veröffentlichten Literatur zum Wirbelkanal wird meistens mit dem sagittalen Durchmesser gearbeitet. Es soll an dieser Stelle geklärt werden, in welcher Beziehung die beiden Durchmesser zueinander stehen. Die Meßwerte beziehen wir beide vom Computer-Tomogramm (bei insgesamt 45 Patienten).

Die Messungen haben gezeigt, daß die Mittelwerte des AP-Abstandes in der gesamten LWS stets größer sind, als die Mittelwerte des schrägen sagittalen Durchmessers (Abb. I6).

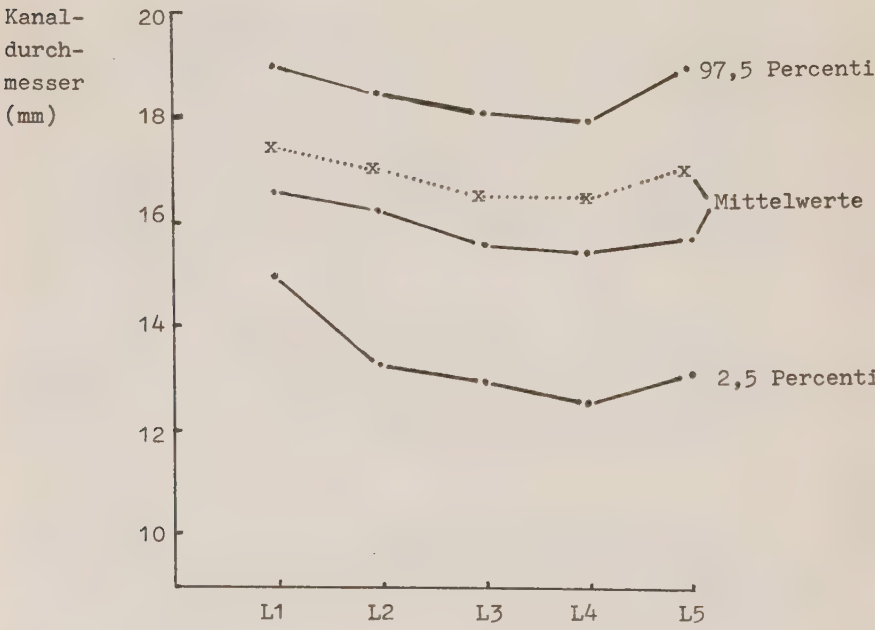

Abb.I6 Mittelwerte des AP und des OSD. Außerdem zeigt die Abb. die 2,5. und 97,5. Percentile der OSD-Messungen.
x= AP • ≙ OSD

Innerhalb der LWS muß man allerdings noch differenzieren. Auf Höhe von LI sind beide Durchmesser jeweils am größten; bis L4 nehmen sie beide an Weite ab. Bei L5 findet man eine geringfügige Zunahme der Durchmesser (Abb.I6).

Die Differenz der Mittelwerte ist auf Höhe von L5 am größten (I,3 mm), während die Unterschiede von LI bis L3 mit 0,7 bzw. 0,8mm annähernd gleich sind (Tab. 2).

	LI	L2	L3	L4	L5
Mittelwertdifferenz (AP/OSD) in mm	0,8	0,7	0,7	I,0	I,3

Tab. 2

Die Konfigurationsveränderungen des Spinalkanals sind für diese Differenzen verantwortlich. Das fast runde bis ovale Querschnittsbild in Höhe LI/L2 ändert sich immer mehr zugunsten eines Dreiecks (L4/L5).

Stellt man eine einfache mathematische Beziehung zwischen AP und OSD her, indem man den Quotienten errechnet ($\frac{AP}{OSD}$), so ist nach dem bisher gesagten nicht verwunderlich, daß dieser von LI bis L5 ständig zunimmt (Tab. 3). Dies wird auch dadurch deutlich, daß die Zahl der Übereinstimmungen der Meßwerte von AP und OSD bei L5 nur noch I0% beträgt. In den anderen Abschnitten der LWS liegt die Übereinstimmung zwischen 2I und 36%.

	LI	L2	L3	L4	L5
Faktor aus Quotient $\frac{AP}{OSD}$	I,05	I,05	I,05	I,06	I,08

Tab. 3

4. Krankheitsbild und Klinik der Spinalkanalstenose

Nach unserer Meinung können Meßwerte, die mit Ultraschall ermittelt werden, bei der Erkennung der Spinalkanalstenose hilfreich sein. Um die Möglichkeiten der Ultraschallmethode in der späteren Diskussion deutlich zu machen, ist es erforderlich, einen kurzen Überblick über die Wirbelkanalstenose zu geben.

4.I Definition

Eine umfassende Erklärung gibt Krämer:"Unter Wirbelkanalstenose (Synonyma Spinalstenose, Spinalkanalstenose, Lumbalstenose) versteht man jede Form einer Einengung des Wirbelkanals unter Ausschluß von Entzündungen (Spondylitis), Tumoren und kompletten Bandscheibenvorfällen. Es verbleiben angeborene und erworbene Formabweichungen im Bewegungssegment, die das Lumen des Wirbelkanals einengen. An der Einengung können sowohl knöcherne (Wirbelbogen, Wirbelkörper) als auch Weichteilstrukturen (Bandscheibe, Bindegewebe) beteiligt sein." (Krämer,4I)

4.2 Ätiologische Faktoren

Bei der Lumbalstenose ist zwischen angeborenen, und sich erst im Laufe des Lebens entwickelnden Ursachen zu unterscheiden. Darüber hinaus gibt es Mischformen, bei denen sowohl kongenitale, als auch erworbene Ursachen festzustellen sind (siehe auch Abb. I7).

4.2.I Kongenitale Stenose

Hauptmerkmal dieser Form ist die einheitliche Verengung der gesamten LWS. Sie ist bei folgenden Erkrankungen bekannt:

I. Achondroplasie (Donath und Vogl,I3)

2. Spina bifida (Sarpyener,64+65)

3. Wirbelkanalmißbildungen (Walker,76)

4. Idiopatische Stenose (Walker,76)

4.2.2 Erworbene Stenosen

Die erworbene Stenose tritt weitaus häufiger auf, als die erstgenannte Gruppe. Meist liegt ihr eine degenerative Erkrankung zu Grunde, die selten mehr als ein Wirbelsegment überschreitet. Es sollen im folgenden die häufigsten Ursachen dieses Krankheitsbildes aufgezählt werden.

I. Postoperative Ursachen (Watanabe,77)

2. Posttraumatische Ursachen (Kirkaldy-Willis,39)

3. Morbus Paget (Hartman und Dohn,30)

4. Iatrogene Ursachen (Ehni,I6)

4.2.3 Mischformen

Es handelt sich hierbei um kongenitale Stenosen des Kanals, die im frühen Lebensalter oft symptomlos blei-

ben (Arct,3); erst ein zusätzliches pathologisches Geschehen führt zu den Beschwerden (Clark,I0). Hauptsächlich kommen hierfür in Frage:

I. Spondylolisthesis (Langlotz,44; Arct,3)

2. Pseudospondylolisthesis (Macnab,50)

3. Spondylose und Spondyloarthrose (Ehni,I5)

4. Bandscheibenvorwölbung (Jones und Thomson,36)

5. Hyperlordose (Nelson,52)

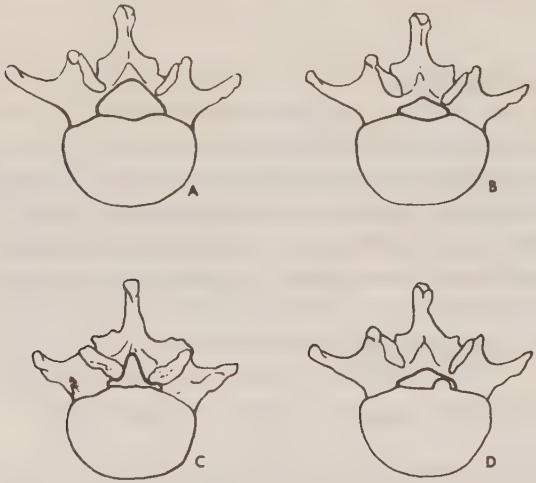

Abb. I7 A= normale Verhältnisse
B= kongenitale Stenose
C= degenerative Stenose
D= kongenital/degenerative Stenose (Mischform)
(aus Arnoldi,4)

4.3 Anatomische Veränderungen

Verbiest (75) sieht die entscheidene Ursache für die Entstehung eines Kompressionssyndroms im Bereich des lumbalen Wirbelkanals in einem kleinen anterior-posterioren Durchmesser. Er unterscheidet zwischen einer "relativen" und einer "absoluten" Stenose. Bei einer klinisch inapparenten Verengung ("relative" Stenose: 10-12 mm) handelt es sich um einen prädisponierten Zustand, bei dem sich schon kleine einengende Faktoren infolge des reduzierten Raumes bemerkbar machen können. Die"absolute" Stenose ($\leq$ 10 mm) komprimiert von sich aus die Spinalnerven. Nicht alle Autoren folgen diesen Grenzwerten. Paine (54) (AP$\leq$14 mm) und Eisenstein (17) (AP$\leq$15 mm) definieren den konstitutionell engen Spinalkanal großzügiger.

Die Verminderung des Interpedicularabstandes bewirkt ebenso wie verdickte Ligamenta flava eine mechanische Nervenwurzelkompression (Verbiest,73; Roberson,62; Albert,I; Spurling,71).

Die Verplumpung der Gelenkfacetten und eine zunehmende Knochendicke der Lamina können bei körperlich schwer arbeitenden Menschen auftreten, sind aber in einigen Fällen auch auf kongenitale Ursachen zurückgeführt worden (Walker,76; Choudhurry,9). Auch die Subluxation der Facetten engt den Spielraum der Cauda ein (Quencer,59).

Wirbel mit zu enger Bogenanlage haben den gleichen Effekt (Goymann,28).

Bei einer Lumbalstenose ist die Wahrscheinlichkeit groß, daß gleichzeitig auch eine Recessus lateralis- oder eine Foraminalstenose vorliegt (Epstein,22). Choudhurry (9)

sieht in einer Hypertrophie der Facettengelenke den Grund für die Enge im Recessus. Diese Veränderungen können auch kongenital auftreten (Benini,6).

4.4 Symptome und Lokalisation

Hauptsymptom der Spinalkanalstenose ist die neurogene Claudicatio intermittens (Rau,60). Im Gegensatz zur vaskulären (ischämischen) Form der Claudicatio, bei der Schmerzen sich nach körperlicher Belastung einstellen, sind hier die Schmerzen positionsabhängig. Flexion der Wirbelsäule mindert, Extension verstärkt die Beschwerden. Die Fußpulse, die bei der vaskulären Erkrankung fehlen oder zumindest abgeschwächt sein können, sind bei einer Verengung des Rückenmarkkanals normal. Als weitere Symptome können noch Rückenschmerzen, Muskelschwäche und Sensibilitätsstörungen hinzutreten.

4.5 Geschlechts- und Altersverteilung

Das Spinalkanalsyndrom ist eine typische Männerkrankheit (Roberson,62; Paine,54). Als einzige Ausnahme zeigt die postoperative Wirbelkanalstenose keine ausgeprägte Geschlechtsspezifität (Arct,3).

Die Krankheit hat eine auffällige Altersverteilung. Bei jungen Menschen tritt sie kaum auf. Nach schleichendem Beginn manifestiert sie sich jenseits des 40. Lebensjahres,

wobei Männer um 50 die Hauptbetroffenen sind (Schatzker, 66).

4.6 Diagnostik

Schon in der Einleitung haben wir darauf hingewiesen, daß neben dem CT weitere diagnostische Hilfsmittel zur Verfügung stehen. Diese sollen hier näher erklärt werden. In der folgenden Diskussion kann so die Ultraschallmethode mit den übrigen Verfahren verglichen, ihre Möglichkeiten und Grenzen abgesteckt werden.

Da mit konventionellen Röntgenaufnahmen der ventro-dorsale Durchmesser nur schwer zu bestimmen war, entwickelten Jones und Thomson (36) eine Methode, die annähernd die Größe des Kanals ermitteln kann. Hierbei wird das Produkt aus transversalem (A) und sagittalem (B) Durchmesser des Kanals zu dem Produkt aus transversalem (C) und sagittalem (D) Durchmesser des angrenzenden Wirbelkörpers in Relation gesetzt (Abb.I8).

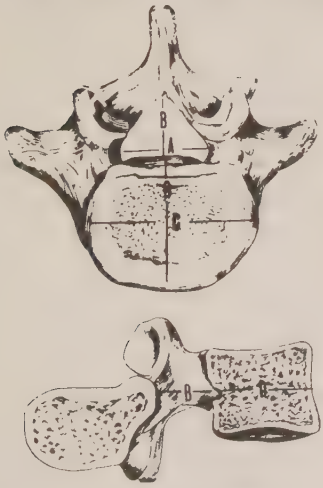

Abb. I8 (aus Jones und Thomson,36)

Beispiel:

A = 2cm B = 2cm
C = 4cm D = 4cm

AB:CD
2x2:4x4
4:I6
1:4

Das Verhältnis Spinalkanal zu Wirbelkörper, in unserem Beispiel 1:4, wurde von Jones und Thomson als "canal to body ratio" bezeichnet. Je größer die Relation, desto kleiner

der Kanal. Bei einem Wert größer als 1:4,5 liegt nach Auffassung der Autoren eine Spinalkanalstenose vor. Die beiden Wissenschaftler erheben keinen Anspruch auf Genauigkeit der Methode. Dieses Verfahren wird heute auch kaum noch angewandt (Quencer,59).

Das wichtigste diagnostische Untersuchungsverfahren war lange Zeit die Myelographie, die mit Hilfe eines Kontrastmittels indirekt die Ausmaße des Kanals wiedergibt.

Man unterscheidet zwischen der Gasmyelographie, die heute kaum noch angewendet wird und der Myelographie mit ölhaltigen und wasserlöslichen Kontrastmitteln. Letztere "bilden die spinalen Raumverhältnisse bei der lumbalen Stenose durch den engeren Kontakt des Duralsacks mit dem Wirbelkanal genauer ab als beim normal weiten Spinalkanal. Die ossäre Kompression gibt sich als Volumenverminderung, als randständiger Kontrastmitteldefekt und als Verlagerung oder inkomplette Füllung der Wurzeltaschen zu erkennen" (Langlotz,42).

4.7 Therapie

Nach Erkennung der Stenose gibt es grundsätzlich zwei Möglichkeiten der Therapie.

4.7.I Konservative Therapie

Zur nichtoperativen Behandlung machte Kirkaldy-Willis (39) folgende Vorschläge:

1. Streckübungen
2. Stützbandage
3. Wärmebehandlung oder Eispackungen
4. Massagen

4.7.2 Operation

Ziel des Eingriffes ist es, ausreichend Raum für das durch Knochenanteile und bindegewebige Elemente beengte Nervengewebe zu schaffen. Aus diesem Grund muß sowohl der laterale, als auch sagittale Durchmesser des Kanals vergrößert werden. Die meisten Mediziner bevorzugen die Laminektomie, d.h. die Entfernung beider Wirbelbogenhälften bis zu den Gelenken.

5. Diskussion

Wir haben mit unseren Untersuchungen nachweisen können, daß es möglich ist, mit der Ultraschallmethode den Wirbelkanal sichtbar zu machen und den schrägen sagittalen Durchmesser zu bestimmen.

Im Gegensatz zu dem von Porter (55) eingesetzten eindimensionalen A-Scanner, arbeiten wir mit dem zweidimensionalen Real Time-B-Scan-Verfahren. Wir können die anatomischen Strukturen des Kanals und der beiden Recessus laterales auf einem Bildschirm festhalten, was mit dem A-Scan nicht möglich ist.

Darüber hinaus haben wir die Ulraschallmeßwerte mit Hilfe des Computer-Tomographen überprüft und sind dabei zu dem Ergebnis gekommen, daß eine hohe Übereinstimmung zwischen US- und CT-Werten besteht. Das CT zur Überprüfung der US-Messungen zu benutzen, erscheint uns legitim, da die Meßgenauigkeit des Computer-Tomogramms in der Literatur kaum angezweifelt wird (Post,57; Schröder,67).

Die grundsätzliche Feststellung, daß Ultraschall in der Lage ist, die Ausmaße des Kanals darzustellen und die Wirbelkanalgröße zu bestimmen, muß im folgenden etwas differenziert werden.

Die Messungen an Patienten haben ergeben, daß mit unserer Versuchsanordnung zunächst nur der schräge sagittale Durchmesser des Wirbelkanals sicher ausgemessen werden kann, wobei die Recessus laterales einzeln darstellbar sind. Zwar gelang Porter (56) die Messung des ventro-dorsalen Kanalabstandes bei Kleinkindern, bei Erwachsenen reflektiert aber der Knochenanteil im Pro-

cessus spinosus den Schall fast vollständig, so daß der dahinter liegende Kanal nicht sichtbar wird. Nicht meßbar ist der Spinalkanal in Höhe der Bandscheiben, da die Ultraschallwellen an den Zwischenwirbelabschnitten kaum reflektiert werden.

Probleme bei der Messung gibt es bei Patienten mit Übergewicht und mit Wirbeldeformationen.

Die hier vorliegenden Ergebnisse sind noch dadurch beeinträchtigt, daß uns zum Zeitpunkt der Untersuchung kein speziell für unsere Arbeit konzipiertes Gerät zur Verfügung stand. Der Schallkopf und die Frequenz der Ultraschallwellen sind auf die besonderen Verhältnisse in der Echokardiographie abgestimmt. Mit einem anderen Transducer und einer veränderten Frequenz läßt sich die axiale und laterale Auflösung des Bildes mit Sicherheit verbessern und die Form und die Ausdehnung des Kanals deutlicher darstellen; hier sind weitere Untersuchungen notwendig.

Nach diesen einschränkenden Bemerkungen wenden wir uns jetzt der Frage zu, in welchen Fällen Ultraschall zur Feststellung der Kanalgröße anwendbar ist. Der von uns verwendete Varian ist in der Lage, die knöcherne Einengung des Spinalkanals (Verbiests absolute Stenose) durch Vergleich mit vorliegenden Normwerten zu diagnostizieren. Auch die von Goymann (28) beschriebene zu enge Bogenanlage kann mit Hilfe des Ultraschalls identifiziert werden. Interpedicularabstand und ventro-dorsaler Durchmesser brauchen hier nicht verändert zu sein.

Abschließend zu diesem Thema sollte noch erwähnt werden, daß Porter (56) eine hohe Korrelation zwischen einem zu kleinem schrägen sagittalen Durchmesser (OSD) und neurogener Claudicatio intermittens beobachtet hat.

Nachdem die Möglichkeiten und Grenzen der US-Methode zur Feststellung der Wirbelkanalgröße aufgezeigt sind, sollen nun die Vor- und Nachteile der US-Diagnostik auf der einen Seite und der bisher angewandten Methoden auf der anderen Seite gegeneinander abgewogen werden.

Eine nichtinvasive Technik wie die US-Methode hat zahlreiche Vorteile gegenüber dem CT und der Myelographie. Hier ist vor allem die risikolose, stets reproduzierbare und ungefährliche Art der Untersuchung zu nennen. Außerdem kann sie relativ leicht und problemlos durchgeführt werden.

Wenn auch die Abtastzeiten (die Zeit, die der Computer braucht, um Messungen für eine Körperschicht durchzuführen; identisch mit der Zeit der Strahlenbelastung) eines neuen Computer-Tomographens geringer sind als früher, so ist doch die Strahlenbelastung des Patienten im Auge zu behalten. Neben der Hautoberflächendosis darf man hier nicht die Gonadenbelastung durch auftretende Streustrahlung vergessen (Rehnitz,6I). Demgegenüber ist die Ungefährlichkeit des Ultraschalls in den letzten Jahren mehrmals bewiesen worden (Fischer,23; Loch,48).

Ferner ist zu bedenken, daß das CT wegen seiner hohen Investitionskosten nur an großen Kliniken verfügbar ist, während man US heute in fast jedem Krankenhaus finden kann (van Kaick,37). Je nach Typ ist ein Ultraschallgerät 10 bis 2o mal billiger als ein CT (Gebauer, 25). Nicht nur die Anschaffungs-, sondern auch die Folgekosten sind bei einem US-Apparat deutlich geringer (Fuchs,24).

Die Vorteile des Computer-Tomographen sind in der

Abbildung I3 klar zu erkennen. Die Lichtung des Kanals ist als Ganzes sofort sichtbar (im Gegensatz zum US). Die Messungen der einzelnen Abständen innerhalb des Kanals (IP,AP,OSD) bereiten normalerweise keine Mühe. Nur bei Patienten mit Wirbelsäulenmißbildungen (Kyphose, Skoliose) treten Schwierigkeiten auf (Post,57).

CT und US sind beide nicht in der Lage, Veränderungen der Ligamenta und des Rückenmarks selbst festzustellen. Hier liegt die Stärke der Myelographie (Post,57). Die Nachteile dieser Methode sind in der Literatur ausführlich beschrieben worden (Seifert,69; Walker,76; Yücel, 78).

Die von Jones und Thomson (36) beschriebene Methode, die Größe des Spinalkanals mit konventionellen Röntgenaufnahmen zu bestimmen, hat sich in den letzten Jahren nicht durchgesetzt. Die Autoren selbst weisen auf die Schwachpunkte ihres Verfahrens hin.

Zum Schluß wollen wir uns kurz mit den in der Zukunft liegenden Möglichkeiten der Wirbelsäulendiagnostik durch Ultraschall beschäftigen. Wir haben bei unseren Messungen die wichtige Beobachtung gemacht, daß die Spinalarterie auf dem Monitor sichtbar wird. Mit keiner anderen Untersuchungsmethode lassen sich solche Pulsationsphänomene beobachten. In der Zukunft könnten somit vaskuläre Funktionsstörungen innerhalb des Kanals aufgezeigt werden.

Die oben genannten Ausführungen lassen folgenden Schluß zu:

Es ist möglich die Ultraschallmethode bei bestimmten Formen der Spinalkanalstenose (absolute Stenose, Verbiest,75; zu enge Bogenanlage, Goymann,28) schon heute

einzusetzen. Wir sind uns aber bewußt, daß die hier vorgestellten Ergebnisse erste Schritte sind. Nachfolgende Untersuchungen mit weiter entwickelten Geräten müssen jetzt zeigen, welche Verbesserungen auf diesem Gebiet in Zukunft noch möglich sind.

6. Zusammenfassung

Zur Erkennung einer Lumbalstenose ist es erforderlich, den Durchmesser des Rückenmarkkanals zu ermitteln. Ziel der Diagnostik ist es, die Reduktion des Durchmessers festzustellen. Als geeignete Methode galt bis Mitte der 70er Jahre die Myelographie. Seit 1975 finden die tomographischen Untersuchungsmethoden (TAT und CT) mehr Verwendung. 1978 beschritt Porter (55) einen neuen Weg und maß den schrägen sagittalen Durchmesser des Kanals mit einem eindimensionalen Ultraschall- Verfahren.

In dieser Arbeit wurde das zweidimensionale B-Scan auf seine prinzipielle Anwendbarkeit und auf seine Meßgenauigkeit hin untersucht. Als Bezugsgröße diente im ersten Teil der Arbeit vorwiegend die Schieblehre, im zweiten Teil das CT.

Um Erfahrungen mit Ultraschall zu sammeln, bestimmten wir im ersten Teil unserer Meßreihe an 15 präparierten Leichenwirbelsäulen den sagittalen Durchmesser des Kanals durch US und kontrollierten die Ergebnisse teils mit Schieblehre, teils mit CT. Wir kamen dabei zu folgenden Ergebnissen:

70% der US-Werte stimmten mit den Schieblehren- und Computertomogrammergebnissen überein. Bei den restlichen 30% traten Abweichungen zwischen 0,5 und 1 mm auf. Die Standardabweichung der US-Einzelwerte betrug nur 2,5%.

Im zweiten Teil unserer Versuche wurde an 20 Patienten sowohl computertomographisch als auch mit US der schräge sagittale Durchmesser gemessen. Die Ergebnisse waren bei 47% der Untersuchungen identisch. Bei den verbleibenden 53% traten überwiegend Abweichungen bis zu 1 mm auf. Nur 7% der Messungen zeigten eine Differenz von mehr als 1 mm. Die Standardabweichung der Ultraschallergebnisse lag mit 3,6%

etwas höher als bei den Untersuchungen an Leichenwirbeln.

Dabei ist zu berücksichtigen, daß zum Zeitpunkt der Untersuchung kein speziell für die Wirbelsäulendiagnostik geschaffenes US-Gerät zur Verfügung stand. Der von uns verwendete Varian ist auf die besonderen Gegebenheiten in der Kardiologie hin konzipiert worden. Die Darstellung des Kanals läßt sich mit einem veränderten Schallkopf und einer anderen Frequenz sicherlich verbessern; dazu sind weitere Versuche erforderlich. Trotzdem erlauben es die bisher vorgestellten Ergebnisse, Ultraschall als eine ausreichend exakte Meßmethode zur Bestimmung der Wirbelkanalgröße zu bezeichnen.

Wir können ein weiteres Ergebnis unserer Untersuchungen anfügen, das etwas vom Hauptinteresse der Arbeit abweicht: In den Arbeiten von Huizinga (33), Dommisse (12) und Eisenstein (17) wird zur Größenbestimmung des Wirbelkanals vor allen Dingen mit dem ventro-dorsalen Durchmesser gearbeitet. Abschließend untersuchten wir, welche Korrelation zwischen diesem und dem von uns gemessenen schrägen sagittalen Durchmesser (OSD) besteht.

Wir fanden, daß die Mittelwerte des AP-Abstandes in der gesamten LWS stets größer als die Mittelwerte des schrägen sagittalen Durchmessers (OSD) sind. Beide Durchmesser werden von L1 bis L4 ständig kleiner. Bei L5 vergrößern sie sich wieder, wobei hier eine maximale Mittelwertdifferenz besteht. Mit einer einfachen Quotientenberechnung $\frac{AP}{OSD}$ stellten wir fest, daß die Korrelation zwischen beiden von L1 bis L5 immer kleiner wird. Der Grund hierfür ist in den Konfigurationsveränderungen des Spinalkanals innerhalb der LWS zu suchen. Das fast runde bis ovale Querschnittsbild in Höhe L1/L2 ändert sich immer mehr zugunsten eines Dreiecks (L4/L5).

7. Literaturverzeichnis

1. Albert, F. — A propos des sciatiques chirurgicales: l'hypertrophie des ligaments jaunes. Lyon Chir. 48 (1953) 40

2. Alexander, E. — Significance of the small lumbar spinal canal: cauda equina compression syndromes due to spondylosis. Part 5: Achondroplasia. J. Neurosurg. 31 (1969) 513

3. Arct, W.A. — Die angeborene, erworbene und iatrogene Stenose des lumbosakralen Wirbelkanals und die neurogene Claudicatio intermittens. Z. Orthop. 113 (1975) 792

4. Arnoldie, C.C. u. 20 Mitarbeiter — Lumbar spinal stenosis and nerve root entrapment syndromes. Clin. Orthop. 115 (1976) 4

5. Bailey, P. Casamajor, L. — Osteo-arthritis of the spine as a cause of compression of the spinal cord and its roots.

6. Benini, A. — Ischias ohne Bandscheibenvorfall: Die Stenose des lumbalen Wirbelkanals und ihre klinisch-chirurgische Bedeutung. Verlag H. Huber, Bern-Stuttgart-Wien 1976

7. Benini, A.
Ischias und Cauda-equina Kompressionssyndrom durch Stenose des Wirbelkanals und die Enge des Recessus lateralis.
Med. Monatsschr. 3I (I977) 5I9

9. Choudhurry, A.R.
Taylor, J.C.
Occult lumbar spinal stenosis.
J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry 40 (I977) 506

I0. Clark, K.
Significance of the small lumbar spinal canal: cauda equina compression syndromes due to spondylosis. Part 2.
J. Neurosurg. 3I (I969) 495

II. Dähne, W.
Volumenänderungen des Wirbels bei Stellungsänderungen des lumbalen Bewegungssegmentes.
Düsseldorf, I976

I2. Dommisse, G. F.
Morphological aspects of the lumbar spine and lumbosacral region.
Orthop. Clinics of North America 6 (I975) I63

I3. Donath, J.
Vogl, A.
Untersuchungen über den chondrodystrophischen Zwergwuchs.
Wiener Archiv für Innere Med.
I0 (I925) 1

I5. Ehni, G. Significance of the small lumbar spinal canal: cauda equina compression syndromes due to spondylosis. Part 1.
J. Neurosurg. 3I (I969) 490

I6. Ehni, G. Significance of the small lumbar spinal canal: cauda equina compression syndromes due to spondylosis. Part 4.
J. Neurosurg. 3I (I969) 507

I7. Eisenstein, S. Measurements of lumbar spinal canal in 2 racial groups.
Clin. Orthop. II5 (I976) March-April 42

I9. Epstein, J.A. Diagnosis and treatment of painfull neurological disorders caused by spondylosis of the lumbar spine.
J. Neurosurg. I7 (I960) 99I

20. Epstein, J.A.
Epstein, B.S.
Lavine, L. Nerve root compression associated with narrowing of the lumbar spinal canal.
J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry 25 (I962) I65

2I. Epstein, J.A.
Epstein, B.S.
Lavine, L. The effect of anatomic variations in the lumbar vertebral and spinal canal on cauda equina and nerve...
Amer. J. Roentgenol. 9I (I964) I055

22. Epstein, B.S.
Epstein, J.A.
Jones, M.D.
Lumbar spinal stenosis.
Radiol. Clin. North Amer.
15 (1977) 227

23. Fischer, P.
Gottlob, E.
Kratochwil, A.
Kunze-Mühl
Chromosomenuntersuchung nach Ultraschalleinwirkung.
Wiener Klin. Wochenschr. 79 (1967) 436

24. Fuchs, W.A.
Ultrasonographie und Computertomographie. Editorial
Therapeutische Umschau Bd. 36 (1979) 951

25. Gebauer, A.
Scherer, U.
Differentialindikation für die Computertomographie und die Ultraschalluntersuchung.
Internist 19 (1978) 568

26. van Gelderen, C.
Ein orthotisches (lordotisches) Kaudasyndrom.
Acta Psych. et Neurol. 23 (1948) 57

27. Gohr, H.
Wedekind, Th.
Der Ultraschall in der Medizin.
Klin Wschr. 19 (1940) 25

28. Goymann, H.
Konermann, H.
Stoytscheff, A.
Die Bedeutung und die relative Häufigkeit der dorsalen Markraumstenose.
Orthop. Praxis 8/XIII (1977) 575

29. Hammerschlag, S.B.
Wolpert, S.M.
Carter, B.L.
Computed tomography of the spinal canal
Radiology 121 (1976) 361

30. Hartman, J.T.
Dohn, D.F.
Paget's disease of the spine with cord or nerve-root compression.
J. Bone Joint Surg. 48-A (1966) 1079

31. Holländer, H.J.
Die Ultraschalldiagnostik in der Schwangerschaft.
Urban & Schwarzenberg, München-Berlin-Wien 1972; S. 2ff

32. Hounsfield, G.N.
Computerized transverse axial scanning (tomography).
Br. J. Radiol. 46 (1973) 1016

33. Huizinga, J.
v.d. Heiden, J.A.
Vinken, P.J.J.G.
The human lumbar vertebral canal: A biometric study.
Proc. Kon. Nederland. Akademie van Waterschappen 55 (1952) 22

34. Hofmann, D.
Holländer, H.J.
Weiser, P.
Neue Möglichkeiten der Ultraschalldiagnostik in der Gynäkologie und Geburtshilfe.
Fortschr. Med. 84 (1966) 689

35. Jacobson, R.E.
Transverse axial tomography of the spine. Part 1: Axial tomography of the normal lumbar spine.
Part 2: The stenotic canal.
J. Neurosurg. 42 (1975) 406

36. Jones, R.A.C.
Thomson, J.L.G.
The narrow lumbar canal.
J. Bone Joint Surg. 50-B (1968) 595

37. van Kaick, G.
Ultraschall kontra Computer-Tomographie?
Münch. Med. Wschr. 120 (1978) 1145

39. Kirkaldy-Willis, W.H.
Paine, K.W.E.
Cauchoix, J.
Mcivor, G.
Lumbar spinal stenosis.
Clin. Orthop. 99 (I974)
March-April 30

40. Kirkaldy-Willis, W.H.
Mcivor, G.W.D.
Editorial Comment. Lumbar spinal stenosis.
Clin. Orthop. II5 (I976)
March-April 2

4I. Krämer, J.
Bandscheibenbedingte Erkrankungen.
G. Thieme Verlag, Stuttgart
I978; S. I79

42. Langlotz, M.
Lumbale Myelographie mit wasserlöslichen Kontrastmitteln.
G. Thieme Verlag, Stuttgart
I98I; S. 36

43. Lane, W.A.
Spondylolisthesis associated with progressive paraplegia; Laminectomy.
Lancet I,2 (I883) 99I

44. Langlotz, M.
Walker, N.
Wellauer, J.
Radiologische Diagnose des engen lumbalen Spinalkanals.
Zschr. Orthop. II5 (I977) 40

45. Lee, B.C.P.
Kazam, E.
Newman, A.D.
Computed tomography of the spine and spinal cord.
Radiology I28 (I978) 95

46. Linke, G.
Technische Grundlagen der Computertomographie.
Röntgenpraxis 30 (I977) I59

47. Lissner, J.
Schwarz, W.
Technik und Apparatur der Ganzkörper-Computertomographie.
Internist 19 (1978) 559

48. Loch, E.G.
Kritische Betrachtungen über mögliche Nebenwirkungen der Ultraschalldiagnostik.
Gynäkologe 9 (1976) 103

49. Lutz, H.
Ultraschalldiagnostik (B-Scan)in der Inneren Medizin.
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 1978

50. Macnab, I.
Spondylolisthesis with an intact neural arch-the so-called pseudospondylolisthesis.

51. Mcivor, G.W.D.
Kirkaldy-Willis, W.H.
Pathological and myelographic changes in the major types of lumbar spinal stenosis.
Clin. Orthop. 115 (1976) March--April 72

52. Nelson, M.A.
Lumbar spinal stenosis.
J. Bone Joint Surg. 55-B (1973) 506

53. Oldendorf, W.U.
Isolated flying spot detection of Radiodensity discontinuities-displaying the internal structural pattern of a complex object.
IRE Trans. Bio-Med. Elect. 8 (1961) 68

54. Paine, K.W.E.
Clinical features of lumbar spinal stenosis.
Clin. Orthop. 115 (1976) 77

55. Porter, R.W.
Wicks, M.
Ottewell, D.
Measurement of the spinal canal by diagnostic ultrasound.
J. Bone Joint Surg. 60-B (1978) 481

56. Porter, R.W.
Hibbert, C.
Wellman, P.
Backache and the lumbar spinal canal.
The spine Vol.5 (1980) 99

57. Post, M.J.D.
Gargano, F.P.
Vining, D. Q.
Rosomoff, H.L.
A comparison of radiographic methods of diagnosing constrictive lesions of the spinal canal.
J. Neurosurg. 48 (1978) 360

58. Postacchini, F.
Pezzeri, G.
Montanaro, A.
Natali, G.
Computerised tomography in lumbar stenosis.
J. Bone Joint Surg. 62-B (1980) 78

59. Quencer, R.M.
Murtagh, F.R.
Post, M.J.D.
Rosomoff, H.L.
Stokes, N.A.
Postoperative bony stenosis of the lumbar spinal canal: evaluation of 164 symptomatic patients with axial radiography.
Am. J. Roentgenol. 131 (1978) 1059

60. Rau, H.
Esslen, E.
Die neurogene Claudicatio intermittens.
Deutsche Med. Wochenschr. 98 (1973) 2057

6I. Rehnitz, D.
Kohler, U.
Treichel, J.
Computer-Tomographie des Thorax und Abdomens.
Zeitschr. f. Allgemeinmed. 56 (1980) Heft 19 1267

62. Roberson, G.H.
Llewellyn, H.J.
Tavaras, J.M.
The narrow lumbar spinal canal syndrome.
Radiology, 107 (1973) 89

63. Rohen, J.W.
Topographische Anatomie.
Schattauer Verlag, Stuttgart-New York 1977

64. Sarpyener, M.A.
Congenital stricture of the spinal canal.
J. Bone Joint Surg. 27 (1945) 70

65. Sarpyener, M.A.
Spina bifida aperta and congenital stricture of the canal.
J. Bone Joint Surg. 29 (1947) 817

66. Schatzker, J.
Pennal, G.F.
Spinal stenosis, a cause of cauda equina compression.
J. Bone Joint Surg. 50-B (1968) 606

67. Schröder, S.
Lackner, K.
Computertomographische Untersuchung der Lendenwirbelsäule.
Zschr. Orthop. 118 (1980) 147

68. Schwarz, G.S.
The width of the spinal canal in the growing vertebra with special reference to the sacrum.
Amer. J. Roentgenol. 76 (1956) 476

69. Seifert, J.
Röntgenologische und nuklearmedizinische Untersuchungsmethoden der Wirbelsäule.
aus: Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis. Bd. 69 S. 10

70. Sobotta/Becher — Atlas der Anatomie des Menschen. Bd. 3 Urban & Schwarzenberg, München-Berlin-Wien 1973

71. Spurling, R.G. Mayfield, F.H. Rogers, J.B. — Hypertrophy of the ligamenta flava as a cause of low back pain. J. Amer. Med. Association 1o9 (1937) 928

72. Verbiest, H. — Hommage à Clovis Vincent. Maloine-Verlag, Paris 1949

73. Verbiest, H. — A radicular syndrome from developmental narrowing of the lumbar vertebral canal. J. Bone Joint Surg. 36-B (1954) 230

74. Verbiest, H. — Further experiences on the pathological influence of a developmental narrowness of the bony lumbar vertebral canal. J. Bone Joint Surg. 37-B (1955) 576

75. Verbiest, H. — Results of surgical treatment of idiopathic developmental stenosis of the lumbar vertebral canal. J. Bone Joint Surg. 59-B (1977) 181

76. Walker, N. Langlotz, M. Meyer, M. — Klinische Zeichen des engen lumbalen Spinalkanals. Zschr. Orthop. 115 (1977) 47

77. Watanabe, R.
Akahoshi, Y.
Postoperative Wirbelkanalstenose.
Zeitschr. Orthop. II5 (I977) 386

78. Yücel, M.
Kontrastdichte und Nebenwirkungsrate bei lumbaler Myelographie-klinischer Vergleich Meglumin-locarmat und Metrizamid.
Zeitschr. Orthop. II7 (I979) II5

79. Sundén, B.
On the diagnostic value of ultrasound in obstetrics and gynaecology.
Acta obstetr. gynecol. Scand. XL III, Suppl. 6 (I964)

80. Wells, P.N.T.
Basic Physics.
in: Handbook of clinical ultrasound.
Hsgb: M. de Vlieger u.a.; S. I8

An dieser Stelle möchte ich Herrn Professor Dr. K.P. Schulitz für die Überlassung des Themas danken.

Mein Dank gilt auch Herrn Professor Dr. R.M. Jungblut und seinen Mitarbeitern für die freundliche Unterstützung bei der Bedienung des Computer-Tomographens.

Die Herren Einighammer und Rohde (Neurologisches Institut der Universität Düsseldorf) haben durch die Modifikation des Ultraschallgerätes die Anfertigung der vorliegenden Bilder ermöglicht.

Ganz besonders möchte ich Herrn Priv. Doz. Dr. Hennerici und Herrn Dr. Hille für ihre Hilfen und Anregungen bei der Erstellung der Arbeit danken.

Lebenslauf

Am 27.4.1949 wurde ich, Ulrich Spahn, als Sohn des Apothekers Karl-Egon Spahn und seiner Ehefrau Ilse, geb. Greive, in Gummersbach geboren.

Von 1955 bis 1960 besuchte ich die Volksschule in Gummersbach und anschließend die Realschule in Ründeroth und in Gummersbach. Dort erlangte ich am 18.11.66 die Mittlere Reife. Nach dem Besuch der Eichenschule in Scheeßel legte ich am 2.6.70 die Reifeprüfung ab.

Ab WS 70/71 studierte ich an der Universität Heidelberg Jura und Chemie. Danach arbeitete ich von Oktober 72 bis April 74 in der Dialyse-Abteilung des Krankenhauses Ründeroth. Vom SS 74 an studierte ich an der Universität in Gießen und in Münster Biologie. Am 15.10.76 bestand ich die Diplom-Biologen-Vorprüfung.

Im WS 76/77 bekam ich endlich einen Studienplatz in Medizin an der Heinrich Heine Universität Düsseldorf. Im Moment befinde ich mich im 8. klinischen Semester und werde im März 82 den 3. Abschnitt des medizinischen Staatsexamens ablegen.

Seit dem 20.2.79 bin ich mit der Studienrätin Angelika Spahn geb. Dabringhausen glücklich verheiratet.

FOTODRUCK J. MAINZ – Telefon: (02 41) 2 73 05
Neupforte 13, Nähe Markt, 5100 Aachen